

بهینه سازی شکل پروتز ران بر اساس معیار خستگی با استفاده از الگوریتم ژنتیک و روش المان محدود

رامین مشک آبادی^۱، صیاد حاجی محمدی خونیقی^۲ و امیر کاظمی^۳
R-meshkabadi@iau-ahar.ac.ir

پذیرش مقاله: ۱۳/۰۳/۸۹

دریافت مقاله: ۲۰/۱۱/۸۹

چکیده

روش المان محدود یکی از روش های پیشرفته برای مدلسازی در مکانیک مواد جامد می باشد که در طراحی و آنالیز پروتز های مصنوعی به کار رفته در بدن انسان مورد استفاده قرار می گیرد. یکی از فاکتورهای مهم در طراحی استخوان ران (رابط بین مفصل لگن و زانو) که تحت تنش های پیچیده ای قرار دارد، کاهش میزان تنش در تک تک اجزاء تشکیل دهنده پروتز در اثر بارهای ناشی از وزن فرد است. در این تحقیق از پروتزی با دو جنس متفاوت برای بررسی تاثیر انواع مواد در تحلیل خستگی استفاده شده است. یکی دیگر از فاکتور های مهم، پیوند مناسب استخوان مصنوعی با استخوان طبیعی توسط یک ماده چسبی قوی است تا در طول زندگی بیمار سبب لغزش تنه استخوان مصنوعی در داخل تنه استخوان طبیعی نشود. در آنالیز المان محدود برای مدل کردن قسمت های تماسی که سطوح نسبت به هم عکس العمل نشان می دهند از المان تماسی استفاده شده است. برای سطح تماس تنه استخوان مصنوعی و ماده چسبی سه حالت در نظر گرفته شده است: کاملاً گیر دار، قابل لغزش با ضرایب اصطکاکی صفر و ۰/۲. از روش الگوریتم ژنتیک نیز برای بهینه سازی شکل پروتز استفاده گردیده است. نتایج بدست آمده با نتایج ارائه شده توسط Charnley مقایسه شده است که بهبود شکل پروتز جدید را نشان می دهد. زاویه بهینه در حدود ۱۳۲ درجه بدست آمده است.

کلیدواژه:

الگوریتم ژنتیک - خستگی - روش المان محدود - پروتز

۱- کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد اهر

۲- کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد اهر mohamadi.sayad@yahoo.com

۳- کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز amir_kazemi81@yahoo.com

۱- مقدمه

در حالت کلی مقاومت استخوان را می توان از نظر عوامل درونی مانند (شکل، توزیع بافت استخوانی و خواص بافت استخوانی) و عوامل بیرونی مانند (شرایط بارگذاری) بررسی کرد. گسترش مدل های المان محدود با استفاده از داده های سی تی اسکن ابزار قدرتمندی برای بررسی مقاومت استخوان می باشد. مدل های المان محدود، بسیاری از پارامترهای داخلی را در بر می گیرند و تاثیر شرایط مرزی خارجی کلی و متغیر را شبیه سازی می کنند از این رو مدل های المان محدود استخوان قادر به پیش بینی خطر شکست استخوان و اجزای آن تحت شرایط بارگذاری عمومی هستند [۷].

در این مقاله برای طراحی ارائه داده شده روش آنالیز المان محدود و الگوریتم ژنتیک با هم پیوند داده شده اند. با استفاده از این روش ها طراحی پروتز به صورت یک مسئله بهینه سازی فرمول بندی می شود و با یک الگوریتم مناسب حل می شود.

۲- مواد و روش ها

یک مسئله بهینه سازی می تواند به صورت یک مسئله مینیم سازی تعریف شود.

$$y_0(x) \quad (1)$$

$$y_j \leq 0 \quad (j = 1, 2, \dots, n_c) \quad (2)$$

$$x_{i1} \leq x_i \leq x_{in} \quad (i = 1, 2, \dots, N) \quad (3)$$

$$L(x, y_j) = y_0(x) + \beta y_j \quad (4)$$

که در آن تابع $y_0(x)$ تابع هدف، تابع y_i تابع محدودیت، x بردار متغیر طراحی می باشد و x_{i1} ، x_{in} حدود بالا و پایین متغیر طراحی را نشان می دهند. n_c و N به ترتیب تعداد توابع محدودیت و تعداد متغیرها را نشان می دهند. برای بهینه سازی شکل پروتز می توان از جایگذاری محدودیت ها و تابع هدف در تابع لاگرانژ $L(x, y_i)$ استفاده نمود. همان طور که واضح است برای حل دستگاه معادلات غیرخطی مربوط به بهینه سازی باید از روش های تکراری استفاده شود که مقادیر اولیه متغیر طراحی (x^0) به صورت حدس و از فیزیک مساله از میان بازه های در نظر گرفته شده برای هر پارامتر طراحی انتخاب می گردد. (x^{n+1}) در هر مرحله با اطلاعات مرحله قبل محاسبه می گردد که در آن n شماره تکرار، S^n نشان دهنده جهت جستجوی کنونی در فضای مورد مطالعه و α مقدار جابجایی در راستای مورد نظر است. عملیات تکرار تا زمانی ادامه می یابد که معیار همگرایی ارضاء گردد، در غیر این صورت محدودیت ماکزیمم تکرار تعریف شده باعث توقف عملیات تکرار خواهد گشت.

برخی از قطعات مصنوعی که در بدن مورد استفاده قرار می گیرند از مواد پلیمری خاصی ساخته می شوند که بعد از ترمیم عضو، در بدن جذب می شوند. طراحی و آنالیز پروتزهایی که در بدن انسان کاشته می شوند و باید بتواند تا زمانی که بیمار زنده است در مقابل فشارهای وارده از خود مقاومت نشان دهد نیازمند دانش تخصصی است. قبل از تولید این پروتزها باید آنالیزهای مختلف روی آنها انجام گیرد تا برای بیمار مشکل ایجاد نکند و بعد از اطمینان کامل از صحت شکل پروتز و استحکام آن، عمل کاشت صورت گیرد.

روش المان محدود یکی از روش های پیشرفته ای است که از سال ۱۹۷۲ در مهندسی پزشکی از آن استفاده می شود [۱]. روش فوق یک روش غیر مخرب برای طراحی و آنالیز استخوان ها و اتصالات مصنوعی در بدن ارائه می دهد. یکی از اهداف مهم در طراحی، مونتاژ شدن استخوان مصنوعی در ماده چسبی است [۲]. شکست ماده چسبی در ارتباط با استخوان طراحی شده و متلاشی شدن آن می تواند در ابتدا از عدم ثابت شدن استخوان مصنوعی در جایگاه خود ناشی شود. با استفاده از روش های بهینه در طراحی و استفاده از مواد اتصال دهنده مناسب، شکست پروتزها تا حدود بسیار زیادی کاهش یافته است. بسیاری از محققان بر این باورند که وجود تنش های نرمال و برشی در پوسته ها باعث شکست می شود. این امر با کالیبره کردن شکل پروتز توسط یکی از روش های بهینه سازی به حداقل می رسد [۳]، [۴].

تحقیقاتی در زمینه ارائه مدل های المان محدود برای تحلیل استخوان ران انسان با در نظر گرفتن خواص مواد موجود در سطح بیرونی استخوان، استخوان اسفنجی و مغز استخوان صورت گرفته است. همچنین نتایج حاصل از آنالیز المان محدود استخوان ران با نتایج تجربی برای اختصاص دادن خواص مواد در تحلیل المان محدود مورد مقایسه قرار گرفته است [۵].

اولین مدل المان محدود برای تعیین تنش ها در استخوان ران در سال ۱۹۷۲ صورت پذیرفت. با ظهور سی تی اسکن مدل هایی از بافت های سخت در سال ۱۹۸۶ ایجاد شد و یک مدل همگن از استخوان پا ارائه گردید. همچنین از روش های دیگر تصویر برداری برای ایجاد داده های مورد نیاز برای آنالیز المان محدود استخوان ران به طور گسترده استفاده گردید. به عنوان مثال از داده های MRI برای فهم بهتر توزیع تنش ها در حرکت های معمولی استفاده گردید. مدل های المان محدود ایجاد شده دارای مزایایی از قبیل پیش بینی سطح تنش ها در استخوان، تخمین میزان تنش ها در مفصل ها و بهینه سازی جراحی ها می باشد [۶].

در رابطه (۷) تابع هدف که مینیمم کردن ماکزیمم تنش ون مایسز می باشد نشان داده شده است.

$$\sigma = \frac{1}{\sqrt{2}} \left[\frac{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2}{2} + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zy}^2) \right]^{1/2} \quad (7)$$

در روابط (۸) تا (۱۳) توابع محدودیت مساله بر اساس تنش های ساختاری و خستگی قسمت های مختلف پروتز مانند تنه استخوان مصنوعی و ماده چسبی و تنش های برشی تماسی بین سطوح مختلف نشان داده شده است.

$$\sigma_{stemshape} \leq \sigma_{yield-stemshape} \quad (8)$$

$$\sigma_{cement} \leq \sigma_{yield-cement} \quad (9)$$

$$\sigma_{femur} \leq \sigma_{yield-femur} \quad (10)$$

$$\tau_{cement-femur} \leq \tau_{failure-cement-femur} \quad (11)$$

$$\tau_{cement-stemshape} \leq \tau_{failure-cement-stemshape} \quad (12)$$

$$N_{cement} \geq 1 \quad (13)$$

که در آن N_{cement} نشان دهنده فاکتور ضریب اطمینان خستگی برای سطح تماس بین استخوان و ماده چسبی می باشد. بازه ای که ابعاد پارامترها در آن جستجو می شوند در (۱۴) تا (۲۳) نشان داده شده اند که این ابعاد بر اساس مطالعات و تجربیات گذشته در نظر گرفته شده اند [۸].

$$18_{mm} \leq D_{(1)} \leq 20_{mm} \quad (14)$$

$$10_{mm} \leq D_{(2)} \leq 16_{mm} \quad (15)$$

$$0_{mm} \leq D_{(3)} \leq 3_{mm} \quad (16)$$

$$10_{mm} \leq D_{(4)} \leq 16_{mm} \quad (17)$$

$$0_{mm} \leq D_{(5)} \leq 3_{mm} \quad (18)$$

$$40_{mm} \leq D_{(6)} \leq 65_{mm} \quad (19)$$

$$20_{mm} \leq D_{(7)} \leq 40_{mm} \quad (20)$$

$$1_{mm} \leq D_{(8)} \leq 4_{mm} \quad (21)$$

$$120^\circ \leq D_{(9)} \leq 150^\circ \quad (22)$$

$$32_{mm} \leq D_{(10)} \leq 38_{mm} \quad (23)$$

۳- مدل سازی المان محدود

اولین مرحله برای مدل سازی المان محدود ایجاد مدل هندسی می باشد. استخوان مصنوعی و ماده چسبی و قسمتی از استخوان طبیعی که در ارتباط با قسمت های فوق می باشد با استفاده از المان

$$x^{n+1} = x^n + \alpha \Delta^n \quad (5)$$

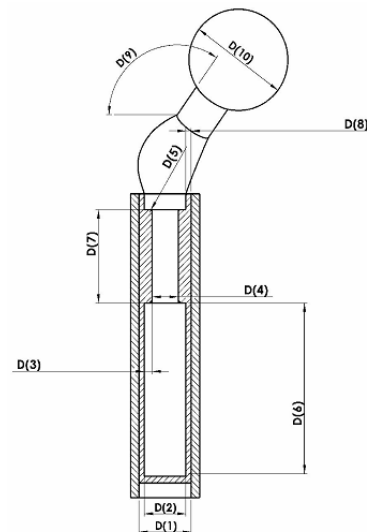
معیارهای بدست آمده از الگوریتم ژنتیک برای مسئله فوق به صورت زیر بدست آمده است:

نرخ ادغام ۰/۶، نرخ جهش ۰/۴، تعداد جمعیت ۱۳۰، روش انتخاب چرخ رولت، روش ادغام یکنواخت و تعداد تولید در هر نسل ۳۵ انتخاب شده است.

در شکل (۱) قسمتی از استخوان طبیعی و ماده چسبی به کار رفته نشان داده شده است. زاویه بین قسمت فوقانی پروتز و محور افقی با پارامتر D_0 (که پارامتر اصلی در طراحی محسوب می شود) و ضخامت ماده چسبی با D_8 نشان داده شده است. قسمت تحتانی پروتز در داخل استخوان فرو می رود. تمامی پارامترهای طراحی به صورت زیر هستند:

$$D_{(1)}, D_{(2)}, D_{(3)}, D_{(4)}, D_{(5)}, D_{(6)}, D_{(7)}, D_{(8)}, D_{(9)}, D_{(10)} \quad (6)$$

شکل هندسی تاثیر زیادی بر روی عملکرد پروتز دارد. قسمت های در تماس هم با داشتن سطوح صیقلی باعث کاهش تمرکز تنش و افزایش طول عمر خستگی می شوند و سطوح غیر صیقلی باعث پیوند خوب سطوح و عدم لغزش در سطوح تماس می شوند. تمرکز تنش و خستگی وابستگی شدیدی به تیزی و غیر صافی سطوح تنه استخوان دارند. هدف از این مقاله دستیابی به یک طرح با عمر خستگی بالا می باشد. پارامترهای استفاده شده در طراحی در شکل (۱) نشان داده شده اند و طرح بهینه با تنظیم این پارامترها ایجاد می شود.



شکل (۱): شکل پروتز و پارامترهای در نظر گرفته شده

$$\begin{aligned} E_x &= E_y = 11.5 \text{ GPa} \\ E_z &= 17 \text{ GPa} \\ G_{xy} &= 3.6 \text{ GPa} \\ G_{xz} &= G_{yz} = 3.3 \text{ GPa} \\ \nu_{xy} &= 0.51 \\ \nu_{xz} &= \nu_{yz} = 0.31 \text{ GPa} \end{aligned}$$

قسمت داخلی استخوان طبیعی به صورت یک ماده اسفنجی با خواص ایزوتروپ زیر در نظر گرفته شده است:

$$\nu = 0.3 \text{ و } E = 2.13 \text{ GPa}$$

ماده چسبی به صورت یک ماده ایزوتروپ با مشخصات زیر در نظر گرفته شده است [۹]، [۱۱]:

$$\nu = 0.3 \text{ و } E = 2.62 \text{ GPa}$$

تنش برشی تسلیم در نظر گرفته شده برای ماده چسبی و استخوان مصنوعی در هر دو ماده متفاوت است. برای Ti-6Al-4V برابر 80Mpa و برای cobalt-chromium برابر 64Mpa می باشد [۹]، [۱۱].

در این مطالعه برای بررسی عمر خستگی مربوط به پروتز از آنالیز تنش المان محدود برنامه ANSYS/Workbench و تئوری گودمن مطابق (۲۴) استفاده شده است [۱۲]، [۱۳].

$$\left(\frac{\sigma_a}{S_e} \right) + \left(\frac{\sigma_m}{S_u} \right) = \frac{1}{N} \quad (24)$$

که در آن N فاکتور ضریب اطمینان خستگی، S_e فاکتور حد دوام (به ازای تعداد دور بینهایت) و S_u فاکتور تنش نهایی (به ازای $N=1$) برای هر ماده می باشد که از (۲۵) بدست می آیند (A و B ثابتهای برازش می باشند).

σ_m تنش متوسط و σ_a مقدار دامنه تنش متناوب را نشان می دهند و از (۲۶) و (۲۷) به دست می آیند [۱۲]، [۱۳].

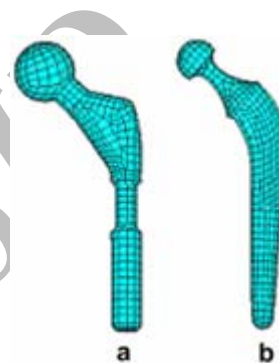
$$S_f = A(N_f)^B \quad (25)$$

$$\sigma_m = \frac{(\sigma_{\max} + \sigma_{\min})}{2} \quad (26)$$

$$\sigma_a = \frac{(\sigma_{\max} - \sigma_{\min})}{2} \quad (27)$$

نمودار تنش متناوب در برابر تعداد تکرار بار بر اساس (۲۵) در شکل (۳) به صورت لگاریتمی نشان داده شده است.

چهاروجهی چهار نقطه ای مش بندی شده است. در سطح اعمال نیرو، دانسیته المان ها افزایش یافته تا نیروها از حالت نقطه ای به حالت سطحی نزدیک تر شوند. همه المان بندی ها با المان solid45 مدل سازی شده اند که چهار نقطه دارد و هر کدام از نقاط سه درجه آزادی دارند. مش بندی پروتز در شکل (۲) نشان داده شده است. در هر یک از قسمت های تماسی برای نشان دادن عکس العمل های فیزیکی موجود از المان های تماسی و الگوریتم تماسی ضربه ای موجود در نرم افزار ANSYS استفاده شده است.



شکل (۲): مدل المان محدود (a) طرح جدید، (b) طرح Chamley

سطح بین استخوان طبیعی و ماده چسبی به صورت گیر دار مدل سازی شده است و برای مدل سازی سطح بین ماده چسبی و استخوان مصنوعی سه حالت در نظر گرفته شده است:

- کاملاً "گیردار".
- قابل حرکت بر روی همدیگر با ضریب اصطکاک ۰/۲۲.
- قابل حرکت بر روی همدیگر با ضریب اصطکاک صفر.

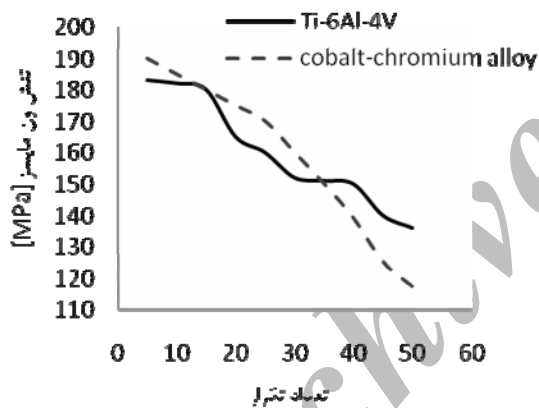
ماده چسبی در نظر گرفته شده Poly Methyl Methacrylate (PMMA) می باشد [۹]. مرحله بعدی انتخاب ماده مناسب برای استخوان مصنوعی می باشد. دو آلیاژ متفاوت Ti-6Al-4V و cobalt-chromium برای استخوان مصنوعی انتخاب شده است و برای هر دو ماده رفتار ایزوتروپیک در نظر گرفته شده است. برای Ti-6Al-4V در تمامی جهات مدول الاستیسیته در نظر گرفته شده به صورت $E = 110 \text{ GPa}$ و ضریب پواسون برابر $\nu = 0.316$ و تنش تسلیم $\sigma_y = 822 \text{ Mpa}$ می باشد. برای cobalt-chromium در تمامی جهات مدول الاستیسیته در نظر گرفته شده به صورت $E = 220 \text{ GPa}$ و ضریب پواسون برابر $\nu = 0.3$ و تنش تسلیم $\sigma_y = 915 \text{ Mpa}$ می باشد [۹].

پوسته بیرونی استخوان طبیعی به صورت یک ماده غیر ایزوتروپ در نظر گرفته شده است. مقادیر اعمالی به صورت زیر می باشد [۱۰]:

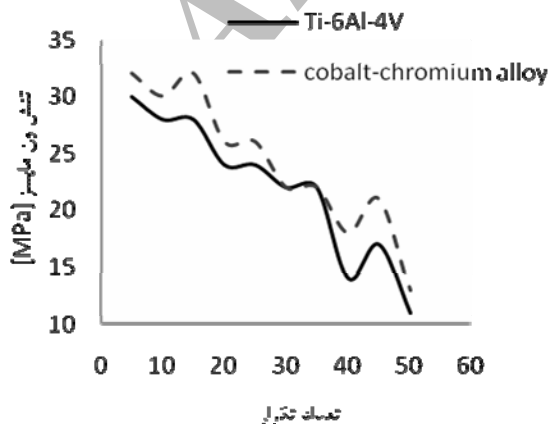


شکل (۴): نیروهای اعمالی [۶]

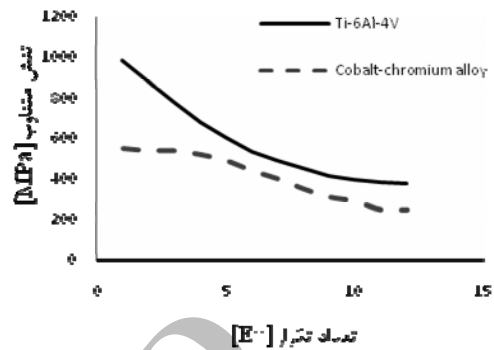
در شکل های (۵) و (۶) میزان تنش ون مایسز بر حسب تعداد تکرار الگوریتم در استخوان مصنوعی و ماده چسبی نشان داده شده است.



شکل (۵): تنش ون مایسز در استخوان مصنوعی



شکل (۶): تنش ون مایسز در ماده چسبی



شکل (۳): نمودار تنش متناوب بر حسب تعداد سیکل در استخوان مصنوعی

تنش ون مایسز از آنالیز المان محدود بدست می آید و در محاسبات عمر خستگی از آن استفاده می شود. تمامی آنالیزها برای عمر بینهایت انجام شده اند ($N=10^9$).

برای استفاده از روابط بالا تمامی پارامترها را از (۲۵) و (۲۶) و (۲۷) به دست آورده و در تئوری خستگی جایگذاری می کنیم بدیهی است که هر شکل فرض شده که نسبت به نسل قبل از خود بهتر باشد دارای ضریب اطمینان بیشتری می باشد.

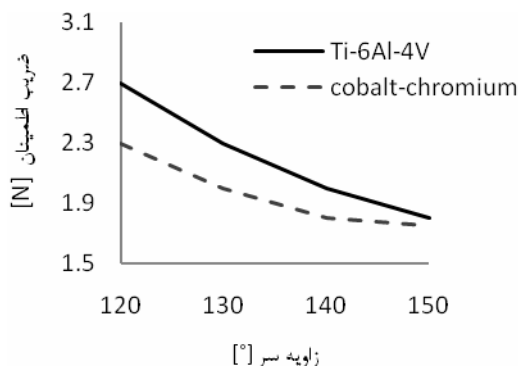
مرحله بعدی اعمال شرایط مرزی می باشد آنالیز استاتیکی و دینامیکی نشان می دهد که طرح جدید کارآمد است یا نه. در آنالیز استاتیکی همان وزن بدن اعمال می شود ولی در آنالیز دینامیکی (۲۰-۱۰) درصد برای جلوگیری از شکست اضافه در نظر گرفته می شود [۹]. مقدار نیروی استاتیکی مطابق جدول (۱) اعمال می شود.

جدول (۱): نیروهای اعمالی [۶]

	X	Y	Z
$F_{\text{abductor muscle}} (F_2) (N)$	۴۳۰	۰	۱۱۶۰
$F_{\text{static}} (F_1) (N)$	-۶۱۶	۱۷۱	-۲۸۰۰

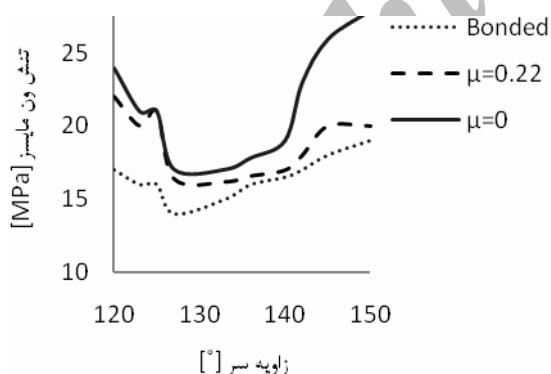
در شکل (۴) نیروی F_1 که به قسمت فوقانی استخوان مصنوعی اعمال می شود و برابر نیرویی است که از وزن خود فرد ناشی می شود نشان داده شده است. نیرویی که از طرف ماهیچه پا به ناحیه برآمدگی در استخوان ران وارد می شود (F_2 (F_{abductor muscle}) در نظر گرفته شده است. این نیروها در شکل (۴) نشان داده شده اند.

در شکل (۹) ضریب اطمینان خستگی که معیار عمر خستگی است برای هر دو آلیاژ نشان داده شده است که نشان می‌دهد عمر خستگی Ti-6Al-4V بیشتر از cobalt-chromium می‌باشد.



شکل (۹): فاکتور ضریب اطمینان خستگی در ماده چسبی

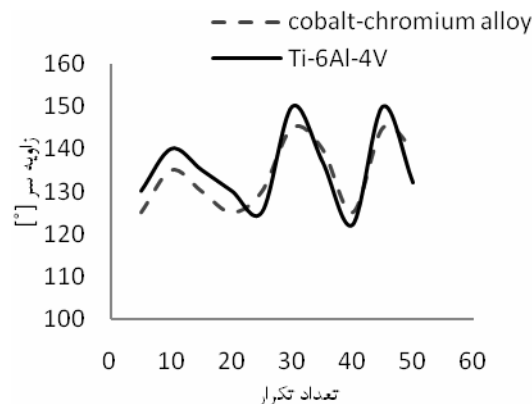
در شکل (۱۰) مقدار تنش برشی موجود در سطوح تماسی برای ضرایب اصطکاکی مختلف نشان داده شده است. بیشترین مقدار تنش ون مایسز در حالتی رخ می‌دهد که ماده چسبی با استخوان مصنوعی به صورت آزاد ($\mu=0$) در نظر گرفته شده است و هرچه این ضریب کاهش می‌یابد مقدار ماکزیمم تنش نیز افزایش می‌یابد. توجه به این نکته هم می‌تواند جالب باشد که ماکزیمم تنش رخ داده در حدود زاویه ۱۵۰ درجه اتفاق می‌افتد.



شکل (۱۰): تنش ون مایسز در ماده چسبی در آلیاژ cobalt-chromium در برابر تغییرات زاویه

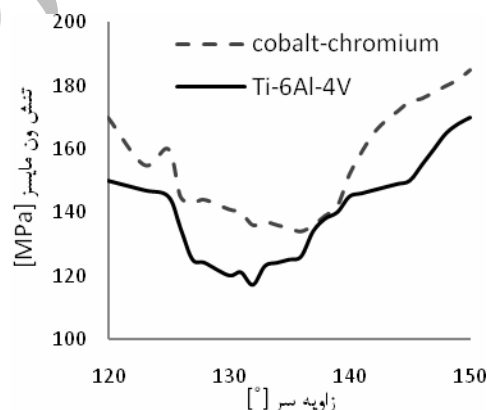
مقدار تنش حاصله در استخوان طبیعی و ماده چسبی کمتر از تنش است که در استخوان مصنوعی رخ می‌دهد. برای مقایسه نتایج هر قسمت باید به طور جداگانه از پارامترهای بی بعد استفاده کنیم. این پارامتر بی بعد به صورت (Stress/Yield stress) در نظر گرفته شده

شکل (۷) تغییرات پارامتر مهم اندازه زاویه قسمت فوقانی پروتز $D_{(9)}$ را نسبت به تکرارهای صورت گرفته نشان می‌دهد.



شکل (۷): زاویه سر پروتز بعد از بهینه سازی

در شکل (۸) میزان تنش ون مایسز در سر پروتز در مقایسه با تغییرات زاویه سر نشان داده شده است.



شکل (۸): ماکزیمم تنش ون مایسز در سر پروتز در مقایسه با تغییر زاویه

بهترین حالت برای پروتز شکلی است که کمترین مقدار تنش ون مایسز و بیشترین عمر خستگی را دارد. شکل های (۷) و (۸) نشان می‌دهند که شکل بهینه پروتز بعد از ۶۰ بار تکرار حاصل شده و مقدار مینیمم تنش رخ داده را در بازه ۱۳۲ تا ۱۳۵ درجه می‌بینیم که به صورت تقریبی ۱۳۲ درجه انتخاب شده است. پارامترهای بهینه به دست آمده عبارتند از:

$$\begin{aligned} D_{(1)} &= 19 & D_{(2)} &= 16 & D_{(3)} &= 2.7 & D_{(4)} &= 12 \\ D_{(5)} &= 2.3 & D_{(6)} &= 60 & D_{(7)} &= 31 & D_{(8)} &= 2.7 \\ D_{(9)} &= 128 & D_{(10)} &= 38 \end{aligned}$$

۴- نتیجه گیری

در این مقاله نشان داده شد که تکنیک بهینه سازی و مونتاژ چندین قطعه می‌تواند در یک مدل سه بعدی کامل شبیه سازی شود و با آنالیز تنشی که روی مدل صورت می‌گیرد می‌توان فرم بهینه را بدست آورد. آنالیزهای استاتیکی و دینامیکی (FEM) روی پروتز اعمال گردید و سپس ضریب اطمینان (N) بدست آمد. آنالیزهای خستگی بر اساس تئوری گودمن بر روی هر دو ماده پیشنهادی اعمال گردید که نتایج نشان می‌دهند آلیاژ Ti-6Al-4V رفتار مناسبتری نسبت به cobalt-chromium در آنالیزهای استاتیکی و دینامیکی (FEM) از خود نشان می‌دهد البته فاکتور اطمینان برای دو حالت استاتیکی و دینامیکی با هم متفاوت می‌باشند.

ضرایب اصطکاکی به کار رفته نقش بسیار مهمی در مشخص کردن جهت و دامنه تنش های موجود در سطوح و داخل ماده چسبی دارد. با کاهش ضریب اصطکاک افزایش تنش نرمال را در ماده چسبی می بینیم در مقابل افزایش آن باعث افزایش تنش برشی در سطوح پیوندی می‌شود که در حالت کلی در حالت گیردار تنش های کمتری داریم.

نتیجه مهم و اصلی از این بررسی، آنالیز رفتار یک پروتز قبل از استفاده عملی آن می‌باشد و با استفاده از این روش دیگر آسیب های ناشی از طراحی نادرست را در بدن بیماران مشاهده نخواهیم کرد.

۵- مراجع

- [1] Carter, DR., Beaupr'e, GS., Skeletal function and form, Cambridge, United Kingdom, Cambridge University Press, 2001, Chaps. 3,5.
- [2] Hanumantharaju, H. G., Shivanand, Dr. H. K., "Static analysis of bi-polar femur boneimplant using fea", International Journal of Recent Trends in Engineering, Vol. 1, No. 5, May 2009, pp. 118- 121.
- [3] Harrigan, TP., Harris, WH., "A three-dimensional non-linear finite element study of the effect of cement-prosthesis depending in cemented femoral total hip components", Journal of Biomechanics, 1991.
- [4] M Jasty, WJ. Malone, CR Bragdon, D. O'Connor, T. Haire, WH. Harris, The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. Journal of Bone Joint Surg. 1991.
- [5] Helgason, B., Taddei, F., Palsson, H., Schileo, E., Cristofolini, L., Viceconti, M., and Brynjolfsson, S., " A modified method for assigning material properties to FE models of bones", Medical Engineering & Physics, Vol. 30, 2008, pp. 444- 453.

است. این نتایج در جدول (۲) نشان داده شده که بیشترین مقدار این پارامتر برای ماده چسبی می باشد.

جدول (۲): پارامترهای بی بعد برای هر جزء از پروتز

اجزاء مختلف	Stress/Yield stress
استخوان مصنوعی (Ti-6Al-4V)	۰/۱۴
استخوان مصنوعی (cobalt-chromium)	۰/۱۴۶
ماده چسبی (Ti-6Al-4V)	۰/۲۳
ماده چسبی (cobalt-chromium)	۰/۳
استخوان طبیعی (Ti-6Al-4V)	۰/۱۵
استخوان طبیعی (cobalt-chromium)	۰/۲

در جدول (۳) طرح Charnley و مدل جدید برای پارامترهای مختلف مقایسه شده است. در طرح جدید تنش های ون مایسز به میزان ۲۰ الی ۳۰ درصد کاهش یافته است و با توجه به میزان جابجایی رخ داده می‌توان نتیجه گرفت که پیوند اجزاء مختلف در مدل جدید بهتر از مدل Charnley می‌باشد.

جدول (۳): مقایسه بین طرح های مختلف

طرح	طرح بهینه با الگوریتم ژنتیک (Ti-6Al-4V)	طرح بهینه با الگوریتم ژنتیک (COBAL-T-CHROMIUM)	طرح CHARNLEY (Ti-6Al-4V)
تنش ون مایسز برای استخوان مصنوعی (MPa)	۱۱۷	۱۳۶	۱۳۸
تنش ون مایسز برای ماده چسبی (MPa)	۱۱	۱۲	۱۶
تنش ون مایسز برای استخوان طبیعی (MPa)	۲۰/۲	۲۱/۲	۲۲
تنش برشی در سطح بین ماده چسبی و استخوان مصنوعی در حالت گیر دار (MPa)	۱۳	۱۵/۲	۱۵/۲
تنش برشی در سطح بین ماده چسبی و استخوان مصنوعی در حالت $\mu=0$ (MPa)	۱۶/۳	۱۶/۹	۱۸/۳
تنش برشی در سطح بین ماده چسبی و استخوان مصنوعی در حالت $\mu=0.22$ (MPa)	۱۶	۱۶/۲	۱۷/۶
ضریب اطمینان خستگی برای استخوان مصنوعی (N)	۳	۲/۴	۲/۱
ضریب اطمینان خستگی برای ماده چسبی (N)	۲/۱	۲	۱/۸
جا بجایی در سطح بین ماده چسبی و استخوان مصنوعی (mm)	۰/۰۴	۰/۰۵۴	۰/۰۸۷

- [10] Norman, T.L., Thyagarajan, G., Saligrama, V.C., Gruen, T.A., and Blaha, J.D., "Stem surface roughness alters creep induced subsidence and 'taperlock' in a cemented femoral hip prosthesis", *Journal of Biomechanics*, 2001.
- [11] El-Asfoury, M. S., El-Hadek, M. A., "Static and Dynamic Three-Dimensional Finite Element Analysis of Pelvic Bone", *International Journal of Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 2009, pp. 35- 41.
- [12] Merdji, A., Bachir Bouiadjra, B., Achour, T., Serier, B., Ould Chikh, B., and Feng, Z.O., "Stress analysis in dental prosthesis", *Computational Materials Science*, Vol. 49, No. 1, June 2010, pp. 126- 133.
- [13] Helgason, B., Pálsson, H., Rúnarsson, T. P., Frossard, L., and Viceconti, M., "Risk of failure during gait for direct skeletal attachment of a femoral prosthesis: A finite element study", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 31, No. 5, June 2009, pp. 595- 600.
- [6] Schonninga, A., Oommenb, B., Ionescuc I., and Conway, T., "Hexahedral mesh development of free-formed geometry: The human Femur exemplified", *Computer-Aided Design*, 2007, doi:10.1016/j.cad.2007.10.007.
- [7] Schileo, E., Taddei, F., Cristofolini, L., and Viceconti, M., "Subject-specific finite element models implementing a maximum Principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture Location on human femurs tested in vitro", *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, 2008, pp. 356- 367.
- [8] Hunga, J. P., Chenb, J. H., Chianga, H. L., and Wuc, J. S., "Computer simulation on fatigue behavior of cemented hip prostheses: a physiological model", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2004, Vol. 76, pp. 103-113.
- [9] Kayabasi, O., Ekjci, B., "The effects of static, dynamic and fatigue behavior on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method", *Materials and Design*, 2007.

Archive of SID